

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 784 297**

②1 N° d'enregistrement national : **98 12737**

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : A 61 M 16/00

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

**A1**

②2 Date de dépôt : 12.10.98.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 14.04.00 Bulletin 00/15.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : *TAEMA Société anonyme — FR.*

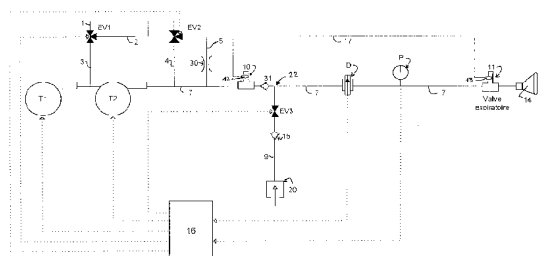
⑦2 Inventeur(s) : BOSSART BEATRICE, VEGA ENRI-  
QUE et PRÉVEYRAUD LAURENT.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : L'AIR LIQUIDE SOCIETE ANONYME  
POUR L'ETUDE ET L'EXPLOITATION DES PROCE-  
DES GEORGES CLAUDE.

⑤4 **APPAREIL D'ASSISTANCE RESPIRATOIRE COMPORTANT PLUSIEURS SOURCES DE GAZ RESPIRATOIRE  
AGENCEES EN SERIE.**

⑤7 Procédé et dispositif d'assistance respiratoire com-  
prenant au moins une branche inspiratoire (7) reliant des  
moyens de fourniture (T1, T2, 20) de gaz respiratoire aux  
voies respiratoires d'un utilisateur, lesdits moyens de fourni-  
ture (T1, T2, 20) de gaz respiratoire comprennent au moins  
une première source (T1) de gaz respiratoire et au moins  
une deuxième source (T2) de gaz respiratoire, caractérisé  
en ce que pendant au moins une partie d'au moins une pha-  
se inspiratoire, lesdites première et deuxième sources (T1,  
T2) sont reliées pneumatiquement en série et en ce que des  
moyens de commutation commandés par des moyens de  
pilotage (16) permettent de relier, de manière sensiblement  
étanche, lesdites première et deuxième sources de gaz res-  
piratoire reliées pneumatiquement en série à ladite branche  
inspiratoire (7) pour permettre une alimentation de ladite  
branche inspiratoire (7) en gaz respiratoire.



FR 2 784 297 - A1



5

10

La présente invention concerne un dispositif d'assistance respiratoire, communément appelé ventilateur, utilisable dans le cadre d'une assistance respiratoire à domicile ou en milieu hospitalier.

15 Classiquement, l'assistance respiratoire consiste à ventiler un patient à l'aide d'un gaz sous pression, par exemple de l'air ou de l'air enrichi en oxygène, c'est-à-dire à appliquer pendant la phase inspiratoire, initiée habituellement par le patient, une pression positive  
20 constante dans le circuit "patient" d'un appareil respiratoire.

A l'inverse, dans certains cas, c'est le débit de gaz respiratoire qui est maintenu constant, alors que la pression varie.

25 Le circuit "patient" ou branche inspiratoire est habituellement constitué d'éléments de canalisation permettant de relier les voies aériennes du patient avec la source de gaz sous pression; le circuit patient comprend donc des éléments, tels le ou les conduits  
30 respiratoires, un masque ou des lunettes respiratoires, une sonde de trachéotomie.

La pression régnant dans le circuit patient varie en fonction de la phase respiratoire: phase inspiratoire ou phase expiratoire. En effet, durant la phase  
35 inspiratoire, le gaz sous pression issu d'une source de débit de gaz, tels, par exemple, une turbine ou un

compresseur, est distribué aux voies respiratoires du patient à une pression inspiratoire donnée, alors que durant la phase expiratoire, l'expiration s'effectue à la pression atmosphérique ou à une pression expiratoire positive donnée, encore appelée PEP, en général contrôlée  
5 par le ventilateur.

L'échappement des gaz expirés s'effectue habituellement au travers soit d'une (ou plusieurs) valve expiratoire aménagée sur le circuit patient, soit au  
10 travers de trous ou d'ouïes aménagés dans le masque respiratoire.

Les dispositifs d'assistance respiratoire fonctionnant sur ce principe sont communément appelés dispositifs d'assistance respiratoire à deux niveaux de  
15 pression.

Les dispositifs d'assistance respiratoire à deux niveaux de pression munis d'une ou plusieurs valves expiratoires sont donc préférés.

On peut citer EP-B-0317417, qui décrit un dispositif  
20 d'assistance à la respiration dans lequel le circuit patient comprend une valve d'expiration à commande pneumatique. Pendant la phase d'inspiration, l'entrée de commande de cette valve est soumise à la pression d'une source de débit pressurisée, ce qui ferme la valve  
25 d'expiration et permet de relier, de manière étanche, le circuit patient avec ladite source de débit de gaz pressurisé. Lorsqu'une diminution significative du débit inspiré est détecté, une électronique de commande interrompt totalement le fonctionnement de la source de  
30 débit pressurisé, dont la structure est telle que son orifice de sortie se trouve alors ramené à la pression atmosphérique, laquelle pression est appliquée à la valve d'expiration, lui permettant ainsi de s'ouvrir.

EP-A-0425092 a trait à un dispositif d'aide à la  
35 respiration comportant, à la place de la valve d'expiration, un orifice de fuite permanente, calibrée,

tandis que l'on règle à deux niveaux différents la pression d'une source de débit, selon qu'on se trouve en phase d'inspiration ou d'expiration.

Le fonctionnement de ce dispositif est donc basé sur  
5 une interruption au moins partielle, et généralement totale, de la source de débit de gaz durant la phase expiratoire.

WO-A-94/06499 décrit, par ailleurs, un dispositif d'aide à la respiration comprenant un circuit patient  
10 ayant une branche inspiratoire reliée à une source de débit inspiratoire pressurisée et une branche expiratoire, dans laquelle est installée une valve d'expiration commandée pour être fermée pendant l'inspiration.

15 Il en résulte que pour être performants et efficaces, ces dispositifs doivent nécessairement être dotés d'une source de débit de gaz puissante et à faible inertie mécanique. Or, les sources de débit de gaz, actuellement disponibles dans le commerce, qui permettent  
20 de répondre à de telles spécifications de puissance et d'inertie, présentent habituellement des inconvénients incompatibles avec une utilisation à domicile et, plus généralement, dans le domaine médical: encombrement excessif, nuisances sonores...

25 En définitive, les solutions apportées par ces documents n'étant pas satisfaisantes, il a été nécessaire de développer de nouveaux matériels permettant de pallier les problèmes précédemment cités, lesquels ne présenteraient pas les inconvénients de ces dispositifs  
30 de l'art antérieur.

Ainsi, EP-A-839545, incorporé ici par références, décrit un dispositif d'assistance respiratoire comprenant une branche inspiratoire reliée en permanence, à son extrémité amont, à une première source de débit de gaz  
35 sous pression et, à son extrémité aval, aux voies respiratoires d'un utilisateur, au moins une première et

une deuxième valves expiratoires agencées sur ladite  
branche respiratoire commandées pour être fermées pendant  
la phase inspiratoire, un moyen de détection détectant, à  
proximité de l'extrémité aval de la branche inspiratoire,  
5 l'activité respiratoire de l'utilisateur et transmettant  
une donnée d'activité respiratoire à des moyens de  
pilotage, lesdits moyens de pilotage commandant la  
première source de débit de gaz de manière à délivrer,  
dans la branche inspiratoire, un flux de gaz à débit non  
10 nul et sensiblement constant pendant toute la phase  
expiratoire. Les moyens de pilotage commandent la  
première source de débit de gaz de manière à délivrer,  
dans la branche inspiratoire, un flux de gaz dont le  
débit, pendant une phase expiratoire, est sensiblement  
15 égal au débit délivré en fin de phase inspiratoire  
précédente.

En outre, une deuxième source de débit, non reliée à  
la première source de débit et commandée par lesdits  
moyens de pilotage, permet de contrôler l'ouverture des  
20 valves pneumatiques durant les phase expiratoires.

Cependant, dans certains ventilateurs ou dispositifs  
d'assistance respiratoire, notamment dans les  
ventilateurs de type à domicile, les éléments  
électropneumatiques mis en oeuvre pour générer les débits  
25 ou les pressions de gaz respiratoire, c'est-à-dire les  
sources de gaz respiratoire, sont habituellement des  
compresseurs, des turbines ou des soufflets motorisés.

Or, ceux-ci présentent un certain nombre  
d'inconvénients.

30 Ainsi, les soufflets motorisés ne sont pas des  
sources de pression fiables, notamment en raison de leur  
faible aptitude à compenser les fuites de gaz ayant lieu  
sur le circuit patient.

En outre, les turbines actuellement disponibles ne  
35 permettent pas de maintenir un débit de gaz élevé lorsque

la contre-pression est importante ; la valeur de contre-pression maximale dépendant du type de turbine utilisée.

Par ailleurs, les compresseurs sont, en général, d'un encombrement et d'une consommation électrique incompatible avec la compacité et l'autonomie attendue d'un tel appareil, en particulier lorsque cet appareil est destiné à une utilisation à domicile ou à être placé sur un fauteuil roulant ou analogue.

De manière générale, en cas de défaillance de la source de gaz respiratoire, c'est-à-dire du générateur de débit et/ou pression, la ventilation ou assistance respiratoire du patient n'est plus assurée.

Le but de la présente invention est alors de proposer un dispositif d'assistance respiratoire ne présentant pas les problèmes susmentionnés, à savoir un dispositif susceptible de permettre de compenser les fuites, de maintenir un débit de gaz respiratoire élevé même en présence d'une contre-pression importante, qui permette de maintenir une ventilation non nulle du patient même en cas de défaillance de la source de gaz respiratoire principale et/ou qui présente une compacité et/ou une autonomie compatible tant avec une utilisation en milieu hospitalier qu'à domicile.

La présente invention concerne alors un dispositif d'assistance respiratoire comprenant au moins une branche inspiratoire reliant des moyens de fourniture de gaz respiratoire aux voies respiratoires d'un utilisateur, lesdits moyens de fourniture de gaz respiratoire comprenant au moins une première source de gaz respiratoire et au moins une deuxième source de gaz respiratoire,

caractérisé en ce que pendant au moins une partie d'au moins une phase inspiratoire, lesdites première et deuxième sources sont reliées pneumatiquement en série et en ce que des moyens de commutation commandés par des moyens de pilotage permettent de relier, de manière

sensiblement étanche, lesdites première et deuxième sources de gaz respiratoire reliées pneumatiquement en série à ladite branche inspiratoire pour permettre une alimentation de ladite branche inspiratoire en gaz  
5 respiratoire.

Par "reliées ou connectées pneumatiquement en série", on entend que l'une des deux sources de gaz respiratoire débite du gaz respiratoire sous pression vers ou dans l'autre source de gaz respiratoire.

10 Selon le cas, le dispositif de l'invention peut comprendre l'une ou plusieurs des caractéristiques suivantes:

- les première et deuxième sources de gaz respiratoire sont motorisées;

15 - les première et deuxième sources de gaz respiratoire sont des turbines, de préférence des turbines à faible inertie;

- les moyens de pilotage électroniques sont de type analogique et/ou numérique;

20 - lesdits moyens de pilotage commandent lesdites première et deuxième sources de gaz respiratoire indépendamment l'une de l'autre;

- il comporte, en outre, une source de gaz auxiliaire reliée à ladite branche inspiratoire par  
25 l'intermédiaire d'au moins un circuit auxiliaire comportant au moins une vanne auxiliaire, de préférence, ladite vanne auxiliaire est commandée par lesdits moyens de pilotage, de manière à injecter périodiquement ou en continu un gaz auxiliaire dans ladite branche  
30 inspiratoire véhiculant le gaz respiratoire, avantageusement, un clapet anti-retour ou un moyen analogue est agencé de manière à protéger les première et deuxième sources de gaz respiratoire en évitant toute remontée intempestive de gaz auxiliaire vers lesdites  
35 première et deuxième sources de gaz;

- il comporte, en outre, au moins un capteur de pression et/ou au moins un capteur de débit agencés sur ladite branche inspiratoire et coopérant avec lesdits moyens de pilotage.

5 L'invention concerne, en outre, un procédé de fourniture d'un mélange gazeux respiratoire aux voies aériennes supérieures d'un utilisateur au moyen d'un dispositif d'assistance respiratoire comprenant au moins une branche inspiratoire reliant des moyens de fourniture  
10 de gaz respiratoire aux voies respiratoires d'un utilisateur, lesdits moyens de fourniture de gaz respiratoire comprenant au moins une première et une deuxième sources de gaz respiratoire, dans lequel on alimente, pendant au moins une partie d'au moins une  
15 phase inspiratoire, au moins la branche inspiratoire en gaz respiratoire délivré par lesdites première et deuxième sources de gaz respiratoire, lesdites première et deuxième sources de gaz respiratoire étant connectées pneumatiquement en série pendant au moins une partie d'au  
20 moins une phase inspiratoire.

Selon le cas, le procédé de l'invention peut comprendre l'une ou plusieurs des caractéristiques suivantes:

- pendant au moins une partie d'au moins une phase  
25 expiratoire, on pilote lesdites première et deuxième sources de gaz respiratoire indépendamment l'une de l'autre;

- le débit de gaz respiratoire dans la branche inspiratoire est inférieur ou égal à  $200 \text{ l.min}^{-1}$ .

30 - la pression de gaz respiratoire dans la branche inspiratoire est inférieure ou égale à 12000 Pa, de préférence inférieure ou égale à 8000 Pa;

- le gaz respiratoire est choisi parmi les mélanges gazeux contenant de l'azote et au moins 15% d'oxygène, en  
35 particulier de l'air ou de l'air enrichi en oxygène, éventuellement additionnés d'un ou plusieurs gaz annexes,



notamment du monoxyde d'azote (NO), de l'hélium, du dioxyde de carbone ou un gaz anesthésique.

L'invention va maintenant être décrite plus en détail à l'aide de la figure unique annexée donnée à titre  
5 illustratif, mais non limitatif.

La figure annexée représente le schéma d'un dispositif d'assistance respiratoire conforme à la présente invention, lequel comprend une première et une deuxième source de gaz respiratoire, qui sont ici deux  
10 turbines T1 et T2 agencées en série et délivrant un gaz d'assistance respiratoire, par exemple de l'air comprimé, dans la branche inspiratoire 7 ou circuit patient, laquelle branche inspiratoire 7 achemine le gaz d'assistance respiratoire jusqu'aux voies aériennes  
15 supérieures d'un patient P (non représenté).

Plus précisément, la liaison entre la branche inspiratoire ou circuit patient 7 et le patient P est réalisée grâce à une pièce nasale et/ou buccale, tel un masque 14 ou analogue.

20 En outre, on voit que la branche inspiratoire 7 comprend deux valves 10 et 11, à savoir une valve secondaire 10 et une valve expiratoire 11, dont l'ouverture et la fermeture sont commandés par des ballonnets pneumatiques 12 et 13 ou analogues, par  
25 exemples des membranes.

Le débit de gaz respiratoire dans la branche inspiratoire 7 est déterminé au moyen d'un capteur de débit D et la pression dudit gaz respiratoire dans ladite  
branche inspiratoire 7 est, quant à elle, déterminée au  
30 moyen d'un capteur de pression P. Lesdits capteurs de débit D et de pression P sont agencés sur ladite branche inspiratoire 7 et sont raccordés à des moyens de pilotage 16 électroniques de type analogique et/ou numérique, de manière à fournir à ces moyens de pilotage 16 une  
35 information de débit et/ou de pression, respectivement.

Par ailleurs, ce dispositif d'assistance comprend également une branche annexe 17 comprenant des conduits de gaz 1 à 5, et deux électrovannes EV1 et EV2, lesdites électrovannes EV1 et EV2 étant commandées par les moyens  
5 de pilotage 16, lesquels moyens de pilotage 16 commandent également le débit et/ou la pression du gaz délivrés par chacune des turbines T1 et T2.

Plus précisément, les turbines T1 et T2 sont régulées en débit et/ou en pression en fonction du mode de  
10 ventilation sélectionné et à partir des valeurs de débit et/ou de pression mesurées par le capteur de débit D et/ou le capteur de pression P.

Ainsi, pendant la phase inspiratoire, les moyens de pilotage 16 commandent l'électrovanne EV1, de manière à  
15 relier les conduits 3 et 2 et, en outre, l'électrovanne EV2 de manière à relier les conduits 4 et 5.

La pression du circuit patient 7 est alors transmise aux ballonnets 12 et 13 des valves secondaire 10 et expiratoire 11, respectivement, ce qui a pour effet de  
20 fermer ces valves 10 et 11 ; c'est-à-dire de rendre étanche le circuit ou branche inspiratoire 7.

Le gaz respiratoire sous pression est alors acheminé par la branche inspiratoire 7 jusqu'au patient étant donné que la branche inspiratoire 7 est fermée de manière  
25 étanche; les valves 10 et 11 étant fermées.

De manière optionnelle, une source de gaz auxiliaire 20, par exemple une source d'oxygène, est reliée à la branche inspiratoire 7 par l'intermédiaire d'un circuit auxiliaire 9 comportant une électrovanne EV3 et un clapet  
30 anti-retour 15. La valve EV3 ou vanne auxiliaire est contrôlée par lesdits moyens de pilotage 16, de manière à injecter périodiquement un gaz auxiliaire, par exemple de l'oxygène, dans ladite branche inspiratoire véhiculant le gaz respiratoire jusqu'au patient.

35 Lorsque l'injection du gaz auxiliaire est réalisée à débit constant dans la branche inspiratoire 7 via le

conduit auxiliaire 9, les turbines T1 et T2 sont régulées en débit par les moyens de pilotage 16, c'est-à-dire que le débit de chacune des deux turbines T1 et T2 s'adapte à la valeur du débit total désirée auquel est soustrait le  
5 débit d'oxygène injecté par la source auxiliaire 20.

A l'inverse, si les turbines T1 et T2 sont régulées en pression, au moment où le débit total mesuré par le capteur D devient, par exemple, inférieur à un seuil prédéterminé, la vanne EV3 du circuit auxiliaire 9 est  
10 commandée par les moyens de pilotage 16 de manière à arrêter ou à limiter l'alimentation en gaz auxiliaire et ainsi éviter les surpressions dans la branche inspiratoire 7.

Par ailleurs, pendant les phases expiratoires,  
15 l'électrovanne EV1 est pilotée par les moyens de pilotage 16 de manière à relier les conduits 3 et 2 et l'électrovanne EV2 est commandée de manière à relier les conduits 2 et 5.

Il s'ensuit alors que la turbine T1 permet de  
20 maintenir une pression déterminée dans les ballonnets 12 et 13 des valves secondaire 10 et expiratoire 11 respectivement, de façon à réduire la fuite de gaz par ces valves 10 et 11 et ainsi maintenir la pression de la branche inspiratoire à la valeur désirée pendant  
25 l'expiration, c'est-à-dire à une pression expiratoire positive ou PEP.

La tension de commande de la turbine T2 est, par ailleurs, maintenue sensiblement constante et un flux de gaz respiratoire s'échappe par les valves 10 et 11  
30 respectivement.

Lorsqu'une injection d'un débit constant d'oxygène est réalisée via le circuit auxiliaire 9, ce gaz auxiliaire s'échappe pendant l'expiration par la valve  
11.

35 En variante, on peut prévoir d'aménager une ligne ou dérivation d'équilibrage 30 destinée à équilibrer les

pressions régnant, d'une part, dans la branche inspiratoire (7) et, d'autre part, dans la branche annexe (17).

En outre, un clapet anti-retour 31 ou un moyen analogue est aménagé en aval de la valve inspiratoire 10, ainsi que schématisé sur la figure.

En outre, si la valeur de la PEP souhaitée est nulle, alors l'électrovanne EV1 est commandée afin de relier les conduits 2 et 1 et l'électrovanne EV2 est commandée afin de relier les conduits 2 et 5, de manière à échapper à l'atmosphère le gaz sous pression contenu dans la branche annexe 17 et, par-là même, obtenir un dégonflage des ballonnets 12 et 13 des valves secondaire 10 et expiratoire 11, respectivement, ce qui annule la pression régnant dans la branche inspiratoire 7.

En outre, les turbines T1 et T2 sont commandées de manière à maintenir leur régime à une valeur donnée permettant de réduire leur temps de réponse au début de la phase d'inspiration suivante. Le débit de gaz délivré par ces turbines T1 et T2 s'échappe par les valves 10 et 11, et le débit d'oxygène issu de la source auxiliaire 20 éventuellement présente s'échappe par la valve 11.

Le dispositif de la présente invention présente un avantage incontestable par rapport aux dispositifs classiques, étant donné, qu'en cas de défaillance d'une des deux sources de débit T1 ou T2, la source de débit restante assure une ventilation au moins minimum du patient.

En outre, le dispositif de ventilation de l'invention peut-être utilisé pour traiter les insuffisances respiratoires de tout type, notamment de celles conséquentes à des maladies restrictives, notamment neuromusculaires, tel la myopathie, ou obstructives, tels la broncho-pneumopathie chronique obstructive ou l'emphysème.

### **Revendications**

1. Dispositif d'assistance respiratoire comprenant au moins une branche inspiratoire (7) reliant des moyens de fourniture (T1, T2, 20) de gaz respiratoire aux voies  
5 respiratoires d'un utilisateur, lesdits moyens de fourniture (T1, T2, 20) de gaz respiratoire comprennent au moins une première source (T1) de gaz respiratoire et au moins une deuxième source (T2) de gaz respiratoire, caractérisé en ce que pendant au moins une partie  
10 d'au moins une phase inspiratoire, lesdites première et deuxième sources (T1, T2) sont reliées pneumatiquement en série et en ce que des moyens de commutation commandés par des moyens de pilotage (16) permettent de relier, de manière sensiblement étanche, lesdites première et  
15 deuxième sources de gaz respiratoire reliées pneumatiquement en série à ladite branche inspiratoire (7) pour permettre une alimentation de ladite branche inspiratoire (7) en gaz respiratoire.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé  
20 en ce que les première et deuxième sources (T1, T2) de gaz respiratoire sont motorisées.
3. Dispositif selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que les première et deuxième sources (T1, T2) de gaz respiratoire sont des turbines, de  
25 préférence des turbines à faible inertie.
4. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (16) électroniques sont de type analogique et/ou numérique.
5. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4,  
30 caractérisé en ce que lesdits moyens de pilotage (16) commandent lesdites première et deuxième sources (T1, T2) de gaz respiratoire indépendamment l'une de l'autre.
6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comporte, en outre, au moins une  
35 source de gaz auxiliaire (20) reliée à ladite branche inspiratoire (7) par l'intermédiaire d'au moins un

circuit auxiliaire (9) comportant au moins une vanne auxiliaire (EV3), de préférence, ladite vanne auxiliaire (EV3) est commandée par lesdits moyens de pilotage (16), de manière à injecter (22) périodiquement ou en continu  
5 un gaz auxiliaire dans ladite branche inspiratoire (7) véhiculant le gaz respiratoire.

7. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comporte, en outre, au moins un capteur (P) de pression et/ou au moins un capteur de  
10 débit (D) agencés sur ladite branche inspiratoire (7) et coopérant avec lesdits moyens de pilotage (16) et/ou au moins un clapet anti-retour (31) agencé dans ladite branche inspiratoire (7) en amont du site d'injection (22) dudit gaz auxiliaire.

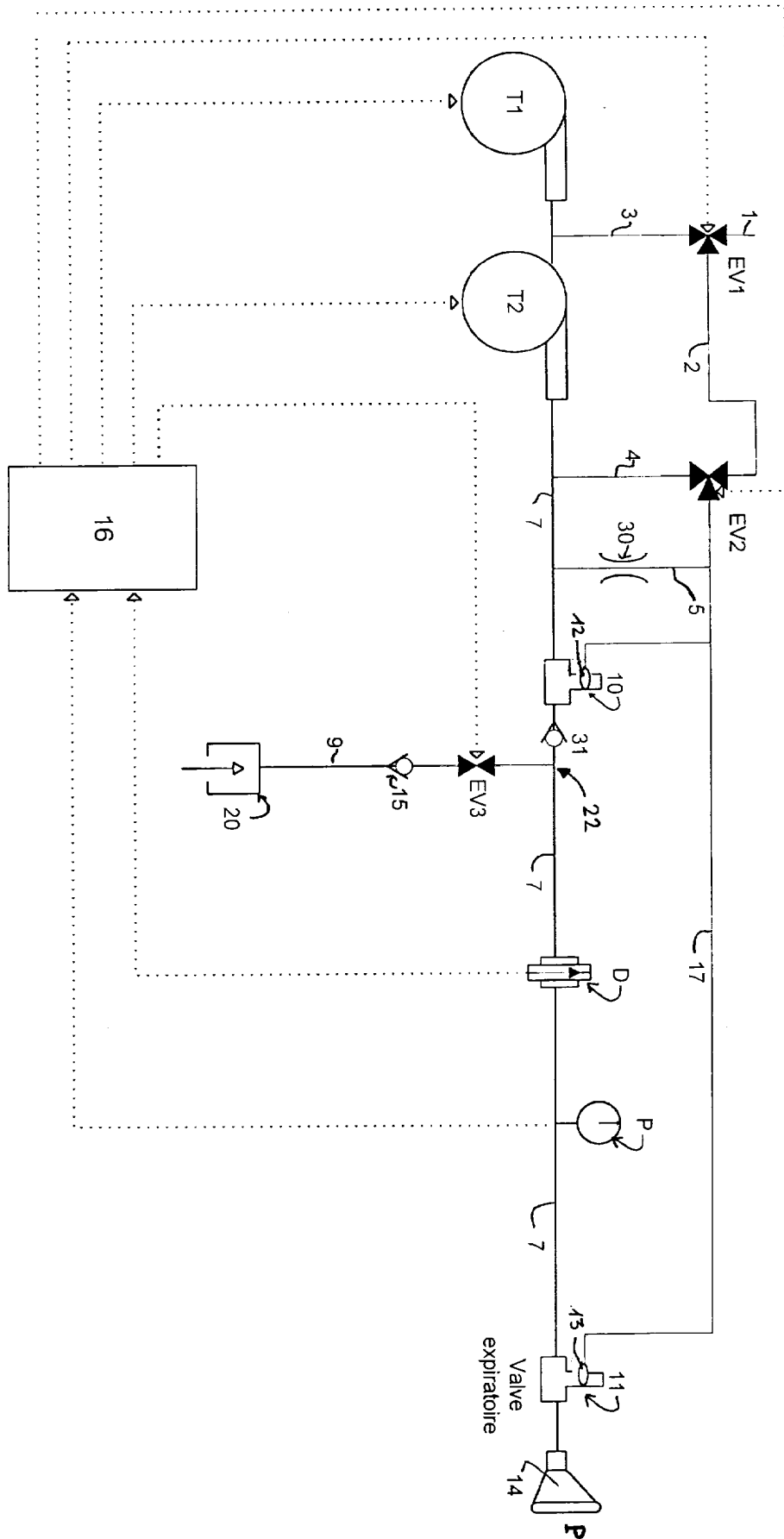


FIGURE 1

INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 564771  
FR 9812737

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	US 5 694 926 A (CEGIELSKI MICHAEL J ET AL) 9 décembre 1997	1-6
Y	* colonne 8, ligne 7 - ligne 59 * * colonne 17, ligne 10 - ligne 24; figures 1,2,4-10 * * colonne 18, ligne 28 - ligne 65 *	7
Y	US 5 701 883 A (HETE BERNIE F ET AL) 30 décembre 1997	7
A	* colonne 7, ligne 19 - colonne 9, ligne 10 * * colonne 19, ligne 56 - colonne 20, ligne 14; figures 9,10 *	1,4,6
A	US 4 255 089 A (PHILLIPS JR WILLIAM R ET AL) 10 mars 1981 * colonne 1, ligne 48 - colonne 2, ligne 59 * * colonne 3, ligne 4 - colonne 4, ligne 18; figure 1 *	1
A,D	EP 0 839 545 A (TAEMA) 6 mai 1998 * colonne 6, ligne 1 - ligne 58; figure 1 *	1-7
A,D	FR 2 695 830 A (PIERRE MEDICAL SA) 25 mars 1994 * page 10, ligne 6 - page 12, ligne 16; figures 1,3 *	1-7
A	DE 946 258 C (DRÄGERWERK) 26 juillet 1956 * page 1, ligne 17 - page 2, ligne 9; figures * * page 2, ligne 42 - ligne 84 *	1-3
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		A61M F04D
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
11 juin 1999		Zeinstra, H
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		